

DOCKET NO. 39-5488-2S



Priority
932196
R.H.D.

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

IN RE APPLICATION OF:
Naohisa KAMIYAMA

SPEW-44
S-15

: GROUP ART UNIT: 2201

SERIAL NUMBER: 08/593,886

: EXAMINER: RECEIVED

FILED: January 30, 1996

MAY 20 1996

FOR: ULTRASOUND DIAGNOSTIC APPARATUS AND METHOD

GROUP 330

B3X
JUN 16

REQUEST FOR PRIORITY UNDER 35 U.S.C.
AND THE INTERNATIONAL CONVENTION

RECEIVED

Assistant Commissioner for Patents
Washington, D.C. 20231

MAY 15 1996

Sir:

GROUP 2200

In the matter of the above-identified application for
patent, notice is hereby given that the applicants claim as
priority:

<u>COUNTRY</u>	<u>APPLICATION NO.</u>	<u>MONTH/DAY/YEAR</u>
JAPAN	7-013874	January 31, 1995
JAPAN	7-089773	April 14, 1995
JAPAN	7-143525	June 9, 1995

A Certified copy of the corresponding Convention
Applications are being submitted herewith.

Respectfully submitted,

OBLON, SPIVAK, McCLELLAND,
MAIER & NEUSTADT, P.C.

Marvin J. Spivak
Attorney of Record
Registration No. 24,913

Robert F. Gnuse
Registration Number 27,295

Fourth Floor
1755 Jefferson Davis Highway
Arlington, Virginia 22202
(703) 413-3000
Fax No. (703) 413-2220

(OSMMN 4/95)

日本国特許庁
PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office.

出願年月日
Date of Application:

1995年 1月 31日

出願番号
Application Number:

平成 7年特許願第013874号

出願人
Applicant(s):

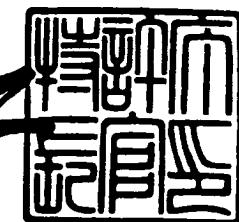
株式会社東芝



1996年 1月 5日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

清川佑



出証番号 出証特平07-3078799

【書類名】 特許願
【整理番号】 98A9481271
【提出日】 平成 7年 1月31日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 A61B 8/06
A61B 8/14
【発明の名称】 超音波診断装置
【請求項の数】 12
【発明者】
【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝
那須工場内
【氏名】 神山 直久
【特許出願人】
【識別番号】 000003078
【氏名又は名称】 株式会社 東芝
【代表者】 佐藤 文夫
【代理人】
【識別番号】 100078765
【弁理士】
【氏名又は名称】 波多野 久
【選任した代理人】
【識別番号】 100078802
【弁理士】
【氏名又は名称】 関口 俊三
【手数料の表示】
【納付方法】 予納
【予納台帳番号】 011899
【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9004670

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 超音波診断装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 気泡を主成分とする超音波造影剤を注入した被検体の診断部位に超音波信号を送信して当該超音波造影剤のエコー増強効果を反映させた超音波エコー信号を受信するようにした超音波診断装置において、

前記超音波信号を送信するとともに前記超音波エコー信号を受信するプローブと、前記診断部位の画像を得るための前記超音波信号の送信条件を設定した第1の送信モードおよび前記診断部位の少なくとも前記超音波信号の走査位置に在る前記気泡を超音波エネルギーで崩壊させる前記超音波信号の送信条件を設定した第2の送信モードの内の何れかのモードで前記プローブを駆動するプローブ駆動手段と、前記第1の送信モードおよび第2の送信モードの間で送信モードを切り換えるモード切換手段と、このモード切換手段が前記第1の送信モードに切り換えているときに前記プローブから得られる前記超音波エコー信号を処理するエコー信号処理手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 前記第2の送信モードが設定する送信条件は、前記気泡を略瞬時に崩壊させる前記超音波信号の音圧値を含む請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】 前記第2の送信モードが設定する送信条件は、前記気泡を略瞬時に崩壊させる前記超音波信号の連続可変の周波数帯域を含む請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 4】 前記第2のプローブ駆動手段は、前記気泡を崩壊させる前記超音波信号の送波領域の形状に関する送波モードを決める送波モード決定手段と、前記送波モードに基づいて前記超音波信号を走査する走査手段とを備える請求項1ないし3の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】 前記送波モードは、前記診断部位に対して、前記超音波信号を3次元的に走査させるモード、前記超音波信号を2次元的に走査させるモード、および前記超音波信号を点状にフォーカスさせるモードの内の何れかのモード

である請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項6】 前記モード切換手段は検査者が前記モードの切換を手動指令可能な操作手段と、この操作手段から与えられる手動指令に応答して前記第1の送信モードから前記第2の送信モードに切り換える切換指令手段とを備える請求項1ないし3の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項7】 前記モード切換手段はさらに、前記第2の送信モードで駆動している前記プローブが前記超音波信号の走査が終了したか否かを判定する判定手段と、この判定手段により走査終了が判定されると前記第1の送信モードに自動的に復帰させる自動復帰手段とを備えた請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項8】 前記モード切換手段は、検査者が与える前記超音波造影剤の注入を知らせる初期指令に応答して前記第1の送信モードと前記第2の送信モードとの間のモード切換を自動的に繰り返して指令する手段である請求項1ないし3の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項9】 前記エコー信号処理手段は、前記超音波エコー信号から前記診断部位内の断層面の2次元の輝度データを生成する画像データ生成手段と、前記輝度データに基づいて前記超音波造影剤のエコー増強効果の時間依存データを計測する計測手段とを備える請求項1ないし3の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項10】 前記エコー信号処理手段は、前記超音波エコー信号から前記診断部位の断層面における血流等の2次元の速度パワー値を含む速度分布データを生成する速度データ生成手段と、前記速度パワー値に基づいて前記超音波造影剤のエコー増強効果の時間依存データを計測する計測手段とを備えた請求項1ないし3の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項11】 前記プローブ駆動手段は、前記第1の送信モードで前記プローブを駆動する第1のパルサと、前記第2の送信モードで前記プローブを駆動する第2のパルサとを個別に備える一方、

前記モード切換手段は、前記第1および第2の送信モードの切換指令およびその各モードでの駆動指令を発する指令手段と、この切換指令に応じて切り換わり且つ当該駆動指令を前記第1のパルサおよび第2のパルサに選択的に与えるスイ

ッティング手段とを備えた請求項1ないし3の何れか1項に記載の超音波診断装置

【請求項12】 前記超音波プローブは、前記第1の送信モードで専用的に駆動させる第1の超音波プローブと、前記第2の送信モードで専用的に駆動させる第2の超音波プローブとから成る請求項1ないし3の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に被検体に注入した超音波造影剤による組織内血流などのエコー輝度増強効果を利用して血流などの動態（パーフュージョン）の定量評価に関する情報を得ることができる超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波の医学的な応用としては種々の装置があるが、その主流は超音波パルス反射法を用いて生体の軟部組織の断層像を得る超音波診断装置である。この超音波診断装置は無侵襲の検査装置で、あまり造影剤などを使用せずに組織の断層像を表示するものであり、X線診断装置、X線CT装置、MRIおよび核医学診断装置などの他の診断装置に比べて、リアルタイム表示が可能、装置が小型で安価、X線などの被曝がなく安全性が高い、および超音波ドプラ法により血流イメージングが可能であるなどの特徴を有している。このため、心臓、腹部、乳腺、泌尿器、および産婦人科などで広く超音波診断が行われており、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いために繰り返して検査が行えるほか、ベッドサイドに装置を移動させての検査も容易に行えるなど簡便に使用できる。

【0003】

このような超音波診断装置において、近年、心臓などの検査で静脈から造影剤を注入して血流動態の評価が行われている。静脈からの造影剤注入は侵襲性が低いので、この血流動態の評価法による診断が普及しつつある。この診断は、診断

部位における造影剤の空間分布の時間変化の様子を輝度変化の拡がりや輝度増強の程度を見て行われており、また、造影剤注入から関心領域（R O I）にそれが到達するまでの時間およびR O I 内での造影剤によるエコー輝度の時間変化T D C (Time Density Curve)などを求めることにより行われている。

【0004】

従来、造影剤による超音波エコー信号のエコーレベル変化の検出は、Bモード画像の輝度レベルの変化を単に視覚的に認識するか、複数フレームのイメージデータを装置内に記憶させておき、検査後に各画像を呼び出し、ヒストグラム計算機能などを用いてエコーレベル変化の定量測定やT D Cの作成をすることで行われていた。

【0005】

Bモード画像上に設定されたR O Iについて判定したT D C曲線例を図8に示す。R O I内に血流が存在するならばT D Cは図8 (a) のようなプロファイルが得られ、血流が起こらない疾病などの場合、このT D C値は低く、例えば図8 (b) のようなプロファイルが得られる。オペレータは複数のR O Iを設定することでT D Cの部位による差異を測定することが可能である。

【0006】

T D Cは以上のように測定されるが、現状ではその定量評価の妨げとなる幾つかの要因が存在する。例えば、装置側の要因としては画像ノイズ、スペックルパターンによる時間方向の輝度バラツキ、造影剤側の要因としてはエコー散乱体の生成、持続の不安定さによる輝度バラツキが考えられる。これらの要因を回避するためには、複数回の測定を行うことによって、平均的な結果を得る方法がある。造影剤のエコー増強効果は時間と共に低下するが、体内の残留量は不明確であるため、通常、1回の造影剤注入で求められるT D Cは1つだけである。このため、複数回のT D C測定を行うには、必然的に造影剤を複数回注入しながら行うことになる。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述した複数回のT D C測定およびその平均化の手法を採用し

ようとすると、以下に示す不都合を生じる。第1に、造影剤は時間と共にそのエコー増強効果を失っていくが、被検体内の時間的減少量および残留量を知ることは難しいため、2度目の造影剤注入が前回の注入の影響を受けている以上、前回の結果と有意に比較することは困難である。第2に、前回の注入の影響を受けない程度の時間間隔をもって注入するためには、前回注入された造影剤が効果を失うまで待たなくてはならず、測定に非常に長時間を有する。また第3に、複数回の造影剤注入は、被検体内への侵襲性を高くしてしまう。

【0008】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、この目的は、静脈からの造影剤注入によるコントラストをみる場合において、輝度バラツキが少なく精度の高いTDCデータを短時間で、かつ侵襲性悪化を回避した状態で得ることができ、異常部位を容易に同定可能とした超音波診断装置を提供することである。

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明の超音波診断装置は、気泡を主成分とする超音波造影剤を注入した被検体の診断部位に超音波信号を送信して当該超音波造影剤のエコー増強効果を反映させた超音波エコー信号を受信するもので、前記超音波信号を送信するとともに前記超音波エコー信号を受信するプローブと、前記診断部位の画像を得るために前記超音波信号の送信条件を設定した第1の送信モードおよび前記診断部位の少なくとも前記超音波信号の走査位置に在る前記気泡を超音波エネルギーで崩壊させる前記超音波信号の送信条件を設定した第2の送信モードの内の何れかのモードで前記プローブを駆動するプローブ駆動手段と、前記第1の送信モードおよび第2の送信モードの間で送信モードを切り換えるモード切換手段と、このモード切換手段が前記第1の送信モードに切り換えているときに前記プローブから得られる前記超音波エコー信号を処理するエコー信号処理手段と、を備えたことを特徴とする。例えば、前記第2の送信モードが設定する送信条件は、前記気泡を略瞬時に崩壊させる前記超音波信号の音圧値を含むモードまたは前記気泡を略瞬時に崩壊させる前記超音波信号の連続可変の周波数帯域を含むモードである。

【0010】

また例えば、前記第2のプローブ駆動手段は、前記気泡を崩壊させる前記超音波信号の送波領域の形状に関する送波モードを決める送波モード決定手段と、前記送波モードに基づいて前記超音波信号を走査する走査手段とを備える。

【0011】

さらに、前記モード切換手段は検査者が前記モードの切換を手動指令可能な操作手段と、この操作手段から与えられる手動指令に応答して前記第1の送信モードから前記第2の送信モードに切り換える切換指令手段とを備える。これに対し、前記モード切換手段は、検査者が与える前記超音波造影剤の注入を知らせる初期指令に応答して前記第1の送信モードと前記第2の送信モードとの間のモード切換を自動的に繰り返して指令する手段にも形成できる。

【0012】

さらに例えば、前記エコー信号処理手段は、前記超音波エコー信号から前記診断部位内の断層面の2次元の輝度データを生成する画像データ生成手段と、前記輝度データに基づいて前記超音波造影剤のエコー増強効果の時間依存データを計測する計測手段とを備える。また、前記エコー信号処理手段は、前記超音波エコー信号から前記診断部位の断層面における血流等の2次元の速度パワー値を含む速度分布データを生成する速度データ生成手段と、前記速度パワー値に基づいて前記超音波造影剤のエコー増強効果の時間依存データを計測する計測手段とを備えた構成も可能である。

【0013】

さらに例えば、前記プローブ駆動手段は、前記第1の送信モードで前記プローブを駆動する第1のパルサと、前記第2の送信モードで前記プローブを駆動する第2のパルサとを個別に備える一方、前記モード切換手段は、前記第1および第2の送信モードの切換指令およびその各モードでの駆動指令を発する指令手段と、この切換指令に応じて切り換わり且つ当該駆動指令を前記第1のパルサおよび第2のパルサに選択的に与えるスイッチング手段とを備えた。

【0014】

さらに例えば、前記超音波プローブは、前記第1の送信モードで専用的に駆動

させる第1の超音波プローブと、前記第2の送信モードで専用的に駆動させる第2の超音波プローブとから成る。

【0015】

【作用】

本発明の超音波診断装置では、第1の送信モードでプローブが駆動され、その超音波エコー信号からBモード像や血流速度のカラードプラ像のデータが生成され、それらの画像が表示される。これと共に、超音波エコー信号からエコー信号処理として、例えばTDCのデータが測定される。

【0016】

モード切換手段が検査者の手動操作に応答してまたは自動的に第1の送信モードから第2の送信モードに切り換える。これにより超音波造影剤の気泡が高音圧の音波エネルギーまたは連続変化させられる周波数帯域の音波エネルギーによって自然崩壊を待つことなく、殆ど瞬時に崩壊・消失して、造影剤注入前の血流状態に瞬間にリセットされる。このリセット領域は第2の送信モードによる超音波信号の送波領域に関する送波モードにより決められるが、少なくとも現在、画像データ用にスキャンしている断面、点位置などが含まれる。このリセットを確実にするにはスキャン位置よりも広めに、スライス方向にも厚さを持った3次元領域の送波モードが好適となる。

【0017】

この気泡に対する積極的な殆ど瞬時のリセット後、再びスキャン位置に流入してくる造影剤の気泡に対し、再びモード切換手段により、例えば自動的に第1の送信モードによるプローブ駆動が行われる。これにより、再度、超音波エコー信号に基づいてBモード等の画像が生成されるとともに、Bモードデータや血流速度のパワー値に関するTDCデータも測定される。

【0018】

このように、第2の送信モードによる気泡の瞬間的なりセット、第1の送信モードによるTDC測定などを複数回繰り返すことで、1回の注入で複数回のTDC測定などが可能になる。

【0019】

【実施例】

以下、本発明の実施例を説明する。

【0020】

(第1実施例)

第1実施例を図1～図4を参照して説明する。この第1実施例では診断部位が心臓であり、心筋の血流状態、特に左心室系の筋肉（心筋）を流れる血流状態に基づいてその異常部位をTDC測定により同定するための超音波診断装置について説明する。

【0021】

なお、ここでTDC測定に使用される超音波造影剤は、気泡を主成分とする、例えば、ガラクトースを用いたレボビスト（LevovistTM：シェーリング社）が用いられるが、その他の気泡を主成分とする造影剤であってもよい。

【0022】

図1に示す第1実施例に係る超音波診断装置は、被検体との間で超音波信号の送受信を担う超音波プローブ10と、この超音波プローブ10を駆動しかつ超音波プローブ10の受信信号を処理する装置本体11と、この装置本体11に接続されかつオペレータからの指示情報を装置本体11に出力可能な操作パネル13とを具備する。操作パネル13には、ROIの設定などを行うためにマウス13aやトラックボール13bなどが接続あるいは設置されている。操作パネル13には後述するモード切換スイッチ13cも接続されている。また、被検体の心電波形データを得る心電計（ECG）14も装置本体11に接続されている。

【0023】

装置本体11は、その扱う信号経路により超音波プローブ系、操作パネル系、演算系、ECG系、および表示系に大別できる。

【0024】

この内、超音波プローブ系として図示する如く超音波送受信部（以下、単に「送受信部」という）20が備えられている。この送受信部20は、超音波プローブ10（以下、単に「プローブ」という）に接続された送信駆動用のパルサ20

1, エコー信号增幅用のプリアンプ202, プリアンプ202の出力側に順次接続されたビームフォーマ(遅延加算器)203, 検波器204, 対数圧縮器205を備える。さらに、この送受信部20は遅延コントローラ206を備えており、送受信時の電子フォーカス点に係る遅延時間パターンなどを制御するもので、その制御信号をパルサ201およびビームフォーマ203に供給してスキャン方向を変更して電子走査可能になっている。

【0025】

パルサ201がプローブ10を励振すると、プローブ10から超音波ビーム信号を被検体内に送出できる。被検体から戻ってきた超音波エコー信号はプローブ10で受信され、対応する電気量のエコー信号に変換される。このエコー信号はプリアンプ202で増幅され、ビームフォーマ203で遅延加算された後、検波器204で包絡線検波される。この検波信号はさらに対数圧縮器205により対数圧縮処理されて、Bモード断層像を成す画像データとして出力される。

【0026】

装置本体11における表示系としては、図示の如く、前記対数圧縮器205に接続されたBモード用のDSC(デジタルスキャンコンバータ)21、このDSC21の出力側に順次接続されたデータ合成器22、表示器23(D/A変換器、カラーモニタなどを含む)、さらにはBモード用のフレームメモリ24を備える。送受信部20から出力された画像データはDSC21により超音波走査から標準TV走査にデジタル的にスキャン変更してデータ合成器22に送られる。このデータ合成器22には後述するように、各種のデータ(グラフィックデータ、キャラクタデータ)が供給され、それらが1枚のフレーム像データにデジタル的に合成されるとともに、その合成されたフレーム像が表示器23にほぼリアルタイムで表示される。フレームメモリ24にはDSC21から出力されるBモード像データが逐一記憶され、フリーズ像形成などに利用される。

【0027】

操作パネル系としては、操作パネル13から供給される検査者の操作情報を受けるCPU(中央演算装置)30と、このCPU30の管理下に置かれるタイミング信号発生器31と、タイミング信号発生器31にトリガ信号を供給するトリ

ガ信号発生器32と、およびROI設定器33とを備える。CPU30は、検査者から操作パネル13を介して与えられるスキャンに必要な情報を遅延コントローラ206に供給する一方で、図2に示すプローブの送信モードの切換制御に関する一連の処理を行うようになっている。また、CPU30は操作パネル13を介して検査者が画像上に設定したROI（関心領域）情報およびTDC（Time Density Curve：輝度レベルの時間変化曲線）演算の指令を行うようになっている。ROI設定器はCPU30から与えられるROIの位置、大きさ、形状などのROI情報を受けるとともに、そのROI情報に対応したグラフィックデータを主とするROIデータを前記データ合成器22に出力する。これにより表示器23にはBモード像にROIを重畠表示でき、その位置、大きさなどをマウス13aやトラックボール13bを使って任意に変更できる。

【0028】

さらに演算系として、装置本体11にはCPUを備えるTDC演算器40が設けられている。このTDC演算器40はCPU30からの演算指令、ROI情報を取り込むとともに、BモードDSC21が出力する画像データ（輝度変調データ）をも取り込むようになっている。TDC演算器40は演算指令を受けると、ROI情報で指定された領域の画像データ、輝度データを読み込み、TDCの平均データなどを演算するようになっている。TDCデータは前記データ合成器22に出力され、例えば分割表示態様でフレーム像データに重畠される。これにより表示器23にはTDCが例えば分割表示される。

【0029】

本発明でTDCのデータを演算し表示するのは、次の理由による。超音波診断装置を用いた心臓内の血流状態は、カラー表示によって心腔内および太い血管内について見ることが可能である。しかし、通常では心筋への血流については観測不可能である。超音波造影剤を使用して心筋の血流からのコントラストエコーを受信信号として用いると、心腔内および血管内についてはBモード画像での血流の識別、また心筋の部位の輝度増強によって心筋の血流状態が観測可能となる。上記のような部位における輝度レベルの時間変化を測定したものがTDC（前記図8参照）である。

【0030】

さらに装置本体11にはECG系として、ECG14に接続されたアンプ50および参照データメモリ51を備えている。参照データメモリ51は心電図信号上の特定の時相（例えばR波）におけるタイミング信号をデータ合成器22に出力する。これにより、ECG同期をとることができ、心周期における特定の時相のみを次々と表示し、同時相で演算したTDCのみを表示することもできる。なお、このECG系を設置しない構成も可能である。

【0031】

次いで、前記CPU30によって実行される送信モードの切換制御を図2に基づいて説明する。

【0032】

CPU30は最初通常モードの送信条件を操作パネル13から読み込む（同図ステップ60）。ここで「通常モード」はBモード断層像を得るための送信条件（プローブ駆動電圧など）を設定したモードで、本発明における第1の送信モードに対応する。

【0033】

次いでCPU30により、リセットモードの送信条件が操作パネル13を介して読み込まれる（ステップ61）。「リセットモード」は通常モードのように画像を生成するものではなく、被検体に存在する超音波造影剤の気泡の少なくともスキャン部位に存在するものを崩壊・消失させ、造影剤によるエコー信号を少なくともスキャン部位から消すことを目的としている。このため、「リセットモード」における送信条件の一部を形成するプローブ駆動電圧は造影剤の気泡を瞬時に崩壊させることができる高圧値（つまり超音波ビーム信号（パルス信号）の高音圧値）に予め設定されている。

【0034】

なお、本発明における気泡の崩壊は自然崩壊ではなく、外部エネルギーによる積極的な崩壊を指す。

【0035】

この造影剤の気泡崩壊の物理現象は、水中の気泡がバネと同じように振動する

というよく知られたモデルと等価と考えることができ、振動の振幅が小さいときは線形な振動であるが、振幅が大きくなると非線形振動となり、振動が非常に大きい場合、キャビテーション（気泡のつぶれ／崩壊）に至るというモデルで説明できる。本実施例ではキャビテーションに至る程度の音圧を高音圧超音波信号とする。気泡を崩壊させる音圧値の一例は例えば、「“In Vitro Detection of Cavitation Induced by a Diagnostic Ultrasound System” by Christy K. Holland et. al., IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, VOL.39, No.1, Jan.1992」に示されている。この気泡崩壊は本発明者の実験でも確認できた。

【0036】

CPU30は次いで操作パネル13からROIに関する操作情報を読み込み（ステップ62）、その操作情報に対応したROI信号SRをROI設定器33およびTDC演算器40に出力する（ステップ63）。

【0037】

これによりROI設定器33は表示器23に表示されているBモード断層像上の所望位置に設定することができる。またTDC演算器40はTDC演算対象の領域をROI信号SRから判断でき、断層像上のROIによる指定領域に属する画素の輝度データを取り込み、その輝度データの平均値などを時間経過と共に逐一演算する。

【0038】

次いでCPU30により前記読み込んだ送信条件に基づく「通常モード」の超音波ビーム信号の送信が指令される（ステップ64）。この送信指令は遅延コントローラ206およびパルサ201に送られ、通常のBモードによる超音波走査が開始される。これにより、プローブ10から出力されるエコー信号に基づいて表示器23にはBモードの断層像がほぼリアルタイムに表示される。

【0039】

このように断層像上の所望位置にROIが設定されTDC演算が開始されると、CPU30ではステップ65、66の処理が繰り返される。詳しくは、操作パネル13に設置されたモード切換スイッチ13cの出力信号SMの読みが試み

られる。このモード切換信号SMは検査者が通常モードからリセットモードに変更するときにのみ操作され、例えば“オフ”から“オン”に切り換わる。そこでステップ66ではモード切換、すなわち「通常モード」から「リセットモード」への切換が指令されたか否かが判断される。この判断でNO、すなわちモード切換が指令されていない間はステップ65、66の処理を繰り返しながら待機する。

【0040】

この待機の間、ステップ62で既に指令されている通常モードの超音波スキャンが続けられ、そのBモード像が表示されるとともに、TDCデータも並行して演算・表示され続ける。

【0041】

上記ステップ66でYESの判断のときは検査者が前記モード切換を手動指令した場合であるので、直ちにステップ67に移行し、送信条件の一部を成す送波モードを内部メモリから読み出す。この送波モードは造影剤の気泡を崩壊させる診断部位の領域を指定するもので、「3次元モード」、「2次元モード」、および「スポットモード」などが予め容易されている。3次元モードは現在、Bモードスキャンを行っている断層面を含む、スライス方向に所定厚さを有した3次元領域を指定でき、2次元モードはその断層面の領域を指定でき、さらにスポットモードは高音圧の超音波ビームのフォーカスをROI内の1点（例えば静脈のある断面上の1点）のみに集中させるモードである。

【0042】

この内、プローブ10が振動子を2次元的に配列させた2次元アレイプローブの場合は、フォーカスを電子的に変化させることで診断部位に対して3次元的に高音圧の超音波ビームを走査でき、一度に広範囲で後述する気泡崩壊を行うことができる。また1次元アレイプローブの場合、残りの2つの送波モードが好適で、2次元モードにより例えば画像を作っている走査面の輝度消失を目的とするなら、通常のBモード画像の場合と同様なフォーカスを持たせ、プローブに対して距離方向にそのフォーカスを移動していくべき。何れの送波モードにするかは、プローブ形状やTDC演算に係る特性を考慮して、検査者から与えられる。

【0043】

送波モードが読み出されると、C P U 3 0 はステップ6 8で直ちにリセットモード（指定された送波モードを含む）での送信条件を遅延コントローラ2 0 6およびパルサ2 0 1に指令する。したがって、検査者がモード切換スイッチ1 3 cを操作すると、それまでの通常モードからリセットモードに瞬時の内に切り換わり、パルサ2 0 1の駆動電圧が上がり、送信される超音波ビーム信号の音圧が急上昇する。

【0044】

この結果、高音圧の超音波ビーム信号が当った造影剤の気泡は瞬時に崩壊・消失する。この高音圧の超音波ビーム信号は指定された送波モードで送信されるので、少なくとも設定R O Iの領域（またはR O I内の1点）、すなわち現在のT D C演算の対象領域から気泡が一掃されたリセット状態となる。

【0045】

C P U 3 0 はリセットモードの指令後、極めて短かい所定時間 Δt （例えば1フレーム当たり3 0 走査の画像の場合、1/3 0 秒）だけリセットモードのまま待機する（ステップ6 9）。すなわち、このほぼ瞬間に送信される高音圧の超音波ビーム信号によって対象としているスキャン領域から気泡が一瞬の間一掃され、超音波造影剤を注入する前のリセット状態が一瞬の間、確立される。

【0046】

そして、 Δt 秒間のリセットモードによる送信終了後に再び自動的に通常モードによる超音波ビーム信号の送信が指令される（ステップ7 0）。この通常モードによる送信開始時には、造影剤注入前の気泡のリセット状態が瞬間に確立しており、その後時間経過と共に、新しい血流がスキャン領域に到達・流入する。このため、ステップ7 0による通常モードへの自動送信指令によって、再び気泡のエコー増強効果を利用したT D CデータがT D C演算器4 0で演算される。

【0047】

そして、ステップ7 1で制御を終了すると判断されない限り、ステップ6 5～7 0の処理が繰り返される。

【0048】

次に本実施例に基づく測定例を説明する。Bモード画像における造影剤注入前後で比較した輝度増強度を定量化する際、検査者はまずBモード画像上に関心領域（R O I）を設定する。造影剤注入後、C P U 3 0により通常モードの送信が開始され、造影剤のエコー輝度増強によってT D Cの特徴プロファイルあるいはピークなどが得られるが、これら所望の特徴量の確認後、検査者は前述したリセットモードに切り換えるためモード切換スイッチ13cを操作する。すると、リセットモードに切り換わった超音波診断装置は瞬間に高い音圧の超音波を被検体部位に送波し、その部位の造影剤は消失して、R O I内の造影剤に起因する輝度はなくなる。その後、超音波診断装置は通常モードに自動的に戻るが、造影剤を消失させた部位以外から造影剤を含んだ血液が流入してることによって再びR O I内の輝度増強が起こる。

【0049】

このモード切換操作を複数回繰り返した結果として、図3で示すようなT D Cが得られる。図3における曲線の輝度が低いレベルからピーク値へ向かう曲線の傾きは、その関心領域の血流量に関係した特徴量を持ち、複数曲線の平均処理などによって、従来より正確な定量化が可能となる。ピーク値は、循環血流中に造影剤が拡散していくこと、あるいは造影剤自体の寿命などが原因し、回を重ねる毎に低くなっていく。このピーク値を結んだ曲線は新たなパラメータとして、造影剤の減衰状態あるいは拡散状態などの情報を詳しく知るために利用できるものである。

【0050】

このように超音波造影剤を用いて輝度増強してBモード画像を得る際、1回の注入で同一部位における複数回の時間依存曲線（T D C）およびそれらの平均値を求めて代表値を作成できるので、輝度変化のバラツキを軽減でき、定量測定の安定化を図ることができる。

【0051】

また、従来の手法では同一R O I内でT D Cを複数回計測しようとする時、当然ながら造影剤の再注入が必要となる。しかも、前回の造影剤によって生じてい

るエコー輝度がその後のエコーに影響を与えない程度にその効果を失うまで、再注入の開始を待たなくてはならなかった。

【0052】

しかし、本実施例では一度の注入で複数回のTDCを計測できるので、診断／検査時間の大幅な短縮につながり、同時に被検体に複数回の造影剤注入を行わずに済むので、侵襲性も低く、複数回注入に因る侵襲性の問題も回避できる。

【0053】

なお、図4には、この実施例（または以下の実施例）で具体化されている本発明のモード制御の概念図を示す。

【0054】

(第2実施例)

本発明の第2実施例を図5に基づいて説明する。なお、本実施例以降の説明において、第1実施例と同一または同等の構成要素には同一の参照符号を付し、その説明を省略または簡略化する。

【0055】

図5には第2実施例に係る超音波診断装置の構成を部分的に示す。この超音波診断装置の送受信部20は、前述した図1のパルサ201に換えて、通常モードにおけるプローブ駆動パルスの生成を専門的に担う高音圧用パルサ211とを備えるとともに、これらのパルサ210, 211および遅延コントローラ206間の経路を電子的に切り替え可能な電子スイッチ212が介挿されている。

【0056】

CPU30は操作パネル13を介してモード切換スイッチ13cの操作信号SMを入力し、この操作信号SM=モード切換を表わしているときに、電子スイッチ212に切換信号SCを供給する。具体的には前述した図2のステップ68に相当する処理において、この切換信号SCを供給する。電子スイッチ212はノーマル時はその切換経路を画像用パルサ210側に切り換えているが、切換信号SC=オン（モード切換）になるとその切換経路を高音圧用パルサ211側に自動的に切り換える。

【0057】

これにより、遅延コントローラ 206 が指令する遅延時間パターンデータが、通常モード時には画像用パルサ 210 に、リセットモード時には高音圧用パルサ 211 に各々自動的に供給される。

【0058】

このように通常モード、リセットモードに専用化された 2 つのパルサを並設し、このパルサを機械的に切り換えて使用することで、前述した第 1 実施例のものと同等な作用効果を得ることができる。特に、両方のパルサ 210, 211 に予め、各モードの送信の一部の条件（音圧など）を個別に記憶させておくことができるので、前述した図 2 の処理（本処理はこの第 2 実施例にも同様に適用される）の中のステップ 60, 61 の処理内容を簡素化できる。

【0059】

(第 3 実施例)

本発明の第 3 実施例を図 6 に基づいて説明する。

【0060】

図 6 に示す超音波診断装置、通常モード（本発明の第 1 の送信モードに対応する）およびリセットモード（本発明の第 2 の送信モードに対応する）を有する第 1 実施例の装置をさらに発展させたものである。具体的には血流の 2 次元速度分布を示すカラーデータを演算する C FM（カラーフローマッピング）演算器 80 が、ビームフォーマ 203 の出力側と TDC 演算器 40, データ合成器 22 との間に介挿されている。

【0061】

C FM 演算器 80 は従来周知の構成を有するもので、例えば位相検波器、A/D 変換器、MTI フィルタ、および自己相関器を備えて、血流のドプラ偏移周波数を解析するとともに、その解析結果を受けてスキャン断面上の各サンプル点の平均速度（平均ドプラ周波数）、分散値、パワー（強さ）を演算するようになっている。この演算した速度に関するカラー表示データはデータ合成器 22 に出力される。これにより、B モード像を背景とし、これに血流速度の 2 次元分布像が重畠された画像が表示器 23 の画面上に表示される。なお、表示器 23 は血流速

度のカラー表示データをカラー化するカラー処理回路を含む。

【0062】

またCFM演算器80が演算したカラー表示データの内、パワーデータPDがTDC演算器40に供給されるようになっている。TDC演算器40は第1実施例におけるBモード像の画像データの代りに、パワーデータPDを入力してパワー値に関するTDCデータを演算する。

【0063】

このため、カラードプラモードにおけるパワー値表示を行うときに、検査者がモード切換スイッチ13cを操作（オン）すると、リセットモードに自動的に切り換わる。これにより、少なくともスキャン部位を含む領域に対して造影剤の気泡を瞬間的に崩壊させるリセット機能が前述と同様に働く。したがって、第1実施例のBモード像のTDC測定の場合と同様に所望ROI位置におけるドプラ速度のパワー値のTDCが自動的に測定され、表示器23にほぼリアルタイムに表示される。検査者が時々刻々変化していく表示器23の画面上のTDC曲線を見ながらモード切換スイッチ13cを1回または複数回操作することで、前記図3に示した如く、1回の造影剤注入に対して速度パワー値の複数回のTDC測定が可能となり、第1実施例と同等の利点がえられる。特に血流速度のパワー値を用いたTDC測定ができるので、カラードプラモードにも対応でき、装置も高機能化される。

【0064】

なお、この第3実施例において、Bモード像データとドプラ速度パワーデータとを選択的にTDC演算器に入力する切換回路を新たに具備することもでき、それによって、BモードデータのTDCか速度パワーデータのTDCかを任意に選択できるようになり、汎用性に優れた装置になる。

【0065】

(第4実施例)

本発明の第4実施例を図7により説明する。

【0066】

この第4実施例の超音波診断装置は同図に示す如く、プローブを物理的に2系

統に分け、一方のプローブ 10 を通常モード専用とし、もう一方のプローブ 90 をリセットモード専用としたものである。一方のプローブ 10 は通常モード用のパルサ 210 を介して遅延コントローラ 206 に接続されるとともに、もう一方のプローブ 90 はリセットモード用のパルサ 211 を介して遅延コントローラ 206 に接続されている。CPU 30 はパルサ 210, 211 間の駆動切換を指令する切換信号 SC を両パルサ 210, 211 に送る。この切換制御は第 1 実施例におけるものと同等である（図 2 ステップ 62, 68, 70 で各パルサ 210 (211) に対する切換信号 SC をオンまたはオフする）。

【0067】

これにより、前記各実施例と同等の作用効果を得ることができるほか、気泡崩壊に最も適した設計（例、振動子の周波数特性、レンズフォーカス）のリセットモード専用プローブを用いることで、より効果的に気泡を崩壊させることが可能という特別の利点もある。

【0068】

なお、この第 4 実施例において、パルサ自体は同一の回路を使い、そのパルサに 2 つのプローブ 10, 90 が並列に接続され、パルサ出力を通常モード用プローブ 10 側およびリセットモード用プローブ 90 側に CPU 30 からの指令に応じて選択的に切り換えるスイッチング手段を介挿するという構成にすることもできる。

【0069】

またなお、前記各実施例では本発明の第 2 の送信モードに対応するリセットモードとして送信する超音波ビーム信号を高音圧にするようにしたが、本発明ではそれ以外にも、超音波ビーム信号（パルス信号）の周波数を短時間で連続変化させた送信波を用いて気泡を一掃するというモードも可能である。

【0070】

気泡はその経によって異なる周波数特性を持つ共振系としての物理挙動を示すことが知られている（例えば「“Acoustic Properties of Ultrasound Contrast Agents” by Nicolaas de Jong, 博士文献 (Financial support by the Netherland Heart Foundation) 参照）。そして、共振現象は大振幅を起こすの

で、キャビテーションによる崩壊が起こり易い。被検体、例えば毛細血管内などに流入した気泡の大きさは、毛細血管を通る程度の大きさであるという制限の下で、様々な大きさが存在する。このため共振のピークが得られる周波数も気泡の大きさにより異なっている。この「周波数可変モード」（リセットモード）による気泡崩壊は、例えば図1の構成で言えば、検査者が操作パネル13から指示を行い、CPU30で制御される命令により、遅延コントローラ206およびパルサ201が通常モードのパルス送信から上記の連続波を短時間で送信するように切り換えることにより行なわれる。

【0071】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明に係る超音波診断装置では、診断部位の画像を得るために第1の送信モードと、この診断部位の測定位置（スキャン位置）またはこの測定位置を含む測定に影響する領域に存在する超音波造影剤の気泡をほぼ瞬時に崩壊させる第2の送信モードとを用意し、それら2つのモードを切り換えながらTDC測定などのエコー信号の処理を行うようにしたので、第2の送信モード時に気泡の瞬間的なリセット状態を実現させることができ、その後に第1の送信モードに切り換えることによって再びTDC測定などを行うことができる。

【0072】

これにより、画像処理して表示されるリアルタイム像に対して造影剤を用いたエコー増強を行う際、その時間依存曲線を一度の造影剤注入により複数回測定ができる、この測定に関する定量値の安定化を図ることもできる。同時に、被検体に複数回の造影剤注入を行わずに済むといった侵襲性の問題も回避できるとともに、従来の複数回測定に比べて診断時間を大幅に減らすことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の第1実施例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図2】

同実施例のモード切換制御例を示すフローチャート。

【図3】

同実施例におけるTDC測定例のグラフ。

【図4】

実施例によって達成される本発明のモード切換の概念図。

【図5】

本発明の第2実施例に係る超音波診断装置の部分ブロック図。

【図6】

本発明の第3実施例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図7】

本発明の第4実施例に係る超音波診断装置の部分ブロック図。

【図8】

(a), (b) は、共に従来のTDC測定例を説明するグラフ。

【符号の説明】

- 1 0 超音波プローブ
- 1 1 装置本体
- 1 3 操作パネル
- 1 3 c モード切換スイッチ
- 2 0 超音波送受信部
- 2 1 D S C
- 1 2 データ合成器
- 2 3 表示器
- 3 0 C P U
- 3 3 R O I 設定器
- 4 0 T D C 演算器
- 8 0 C F M 演算器
- 9 0 超音波プローブ
- 2 0 1 パルサ
- 2 0 6 遅延コントローラ
- 2 1 0 画像用パルサ

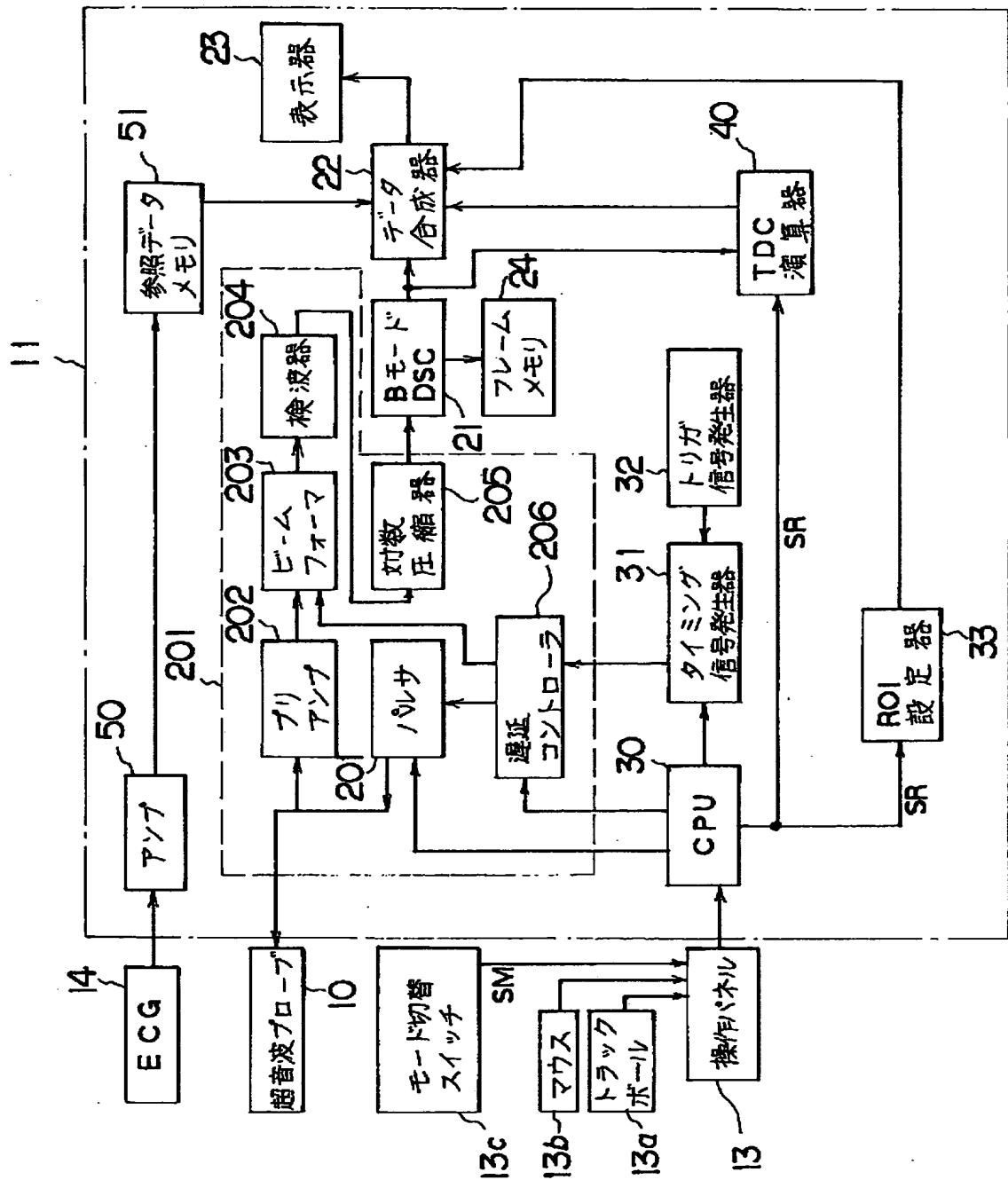
特平 7-013874

211 高音圧用パルサ

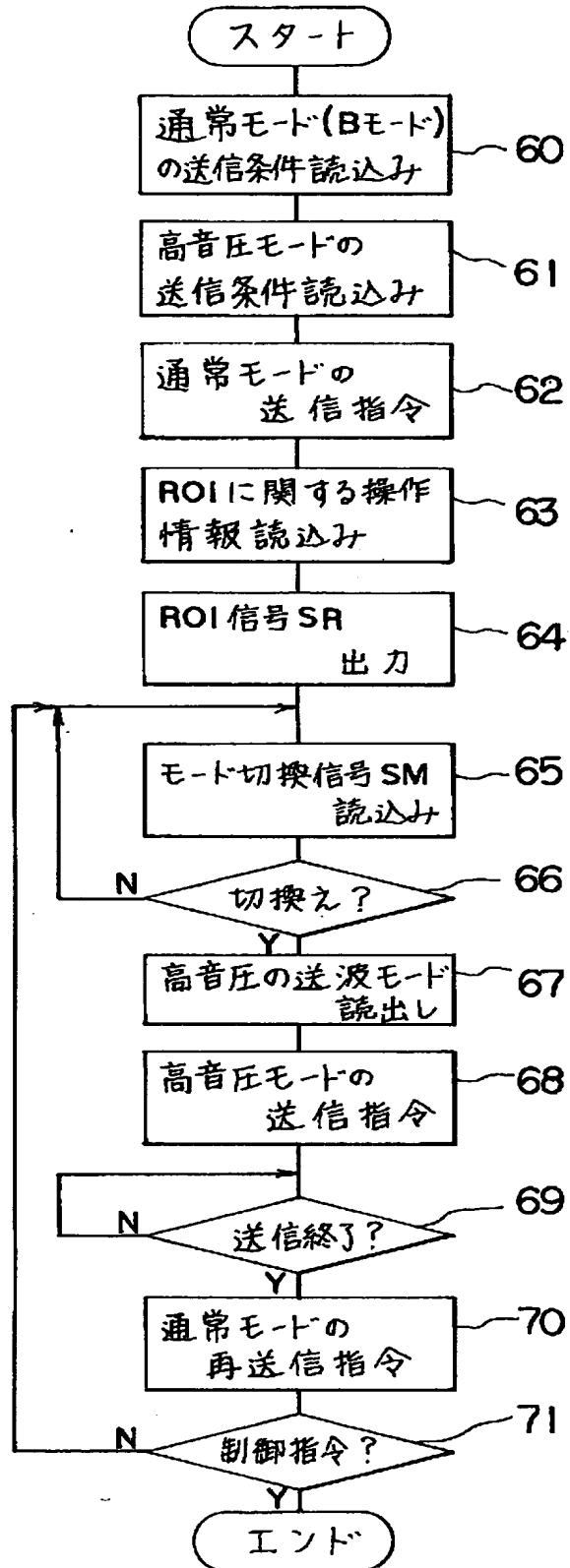
212 電子スイッチ

【書類名】 図面

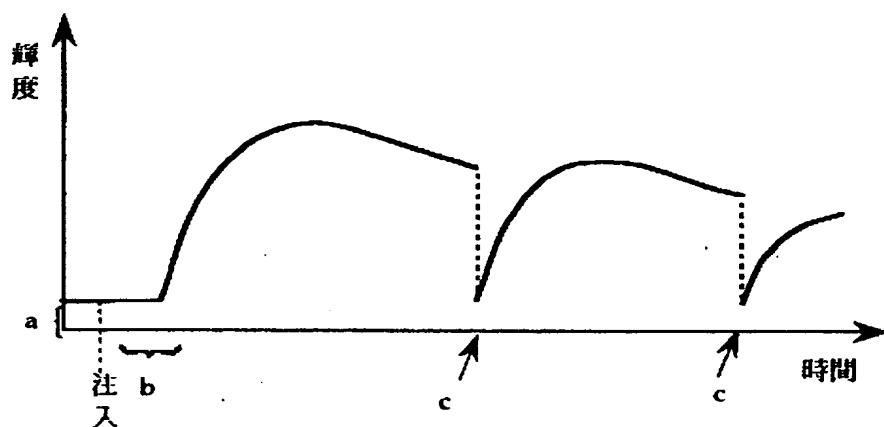
【図1】



【図2】

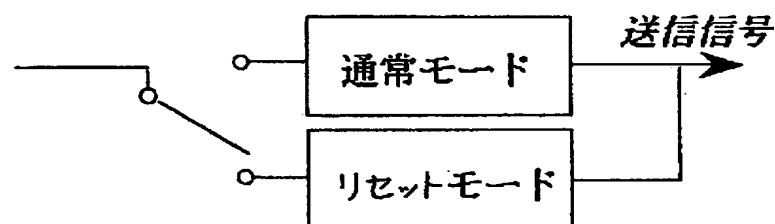


【図3】

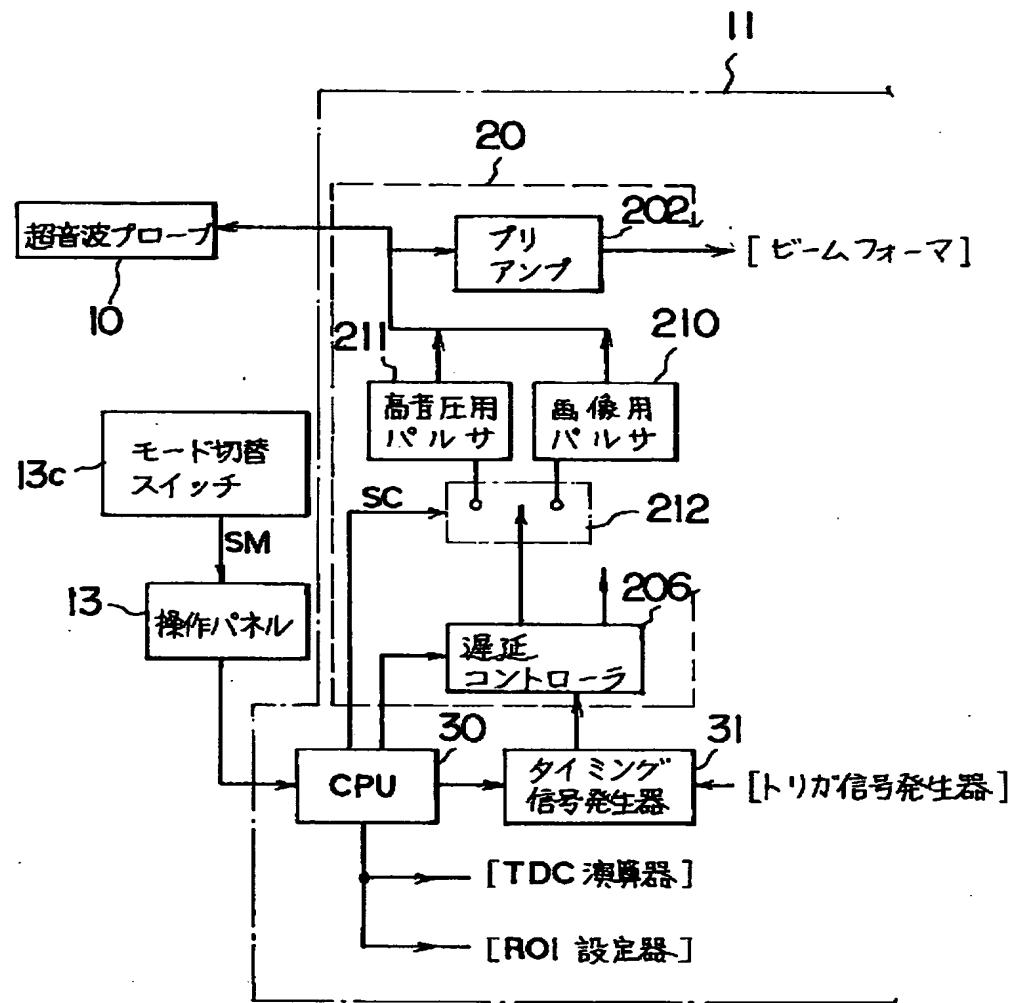


- a: 造影剤注入前の輝度
b: 静脈注入から心筋へ到着するまでの遅延時間
c: リセットモードに切り替えが行われた時刻 (リセット時刻)

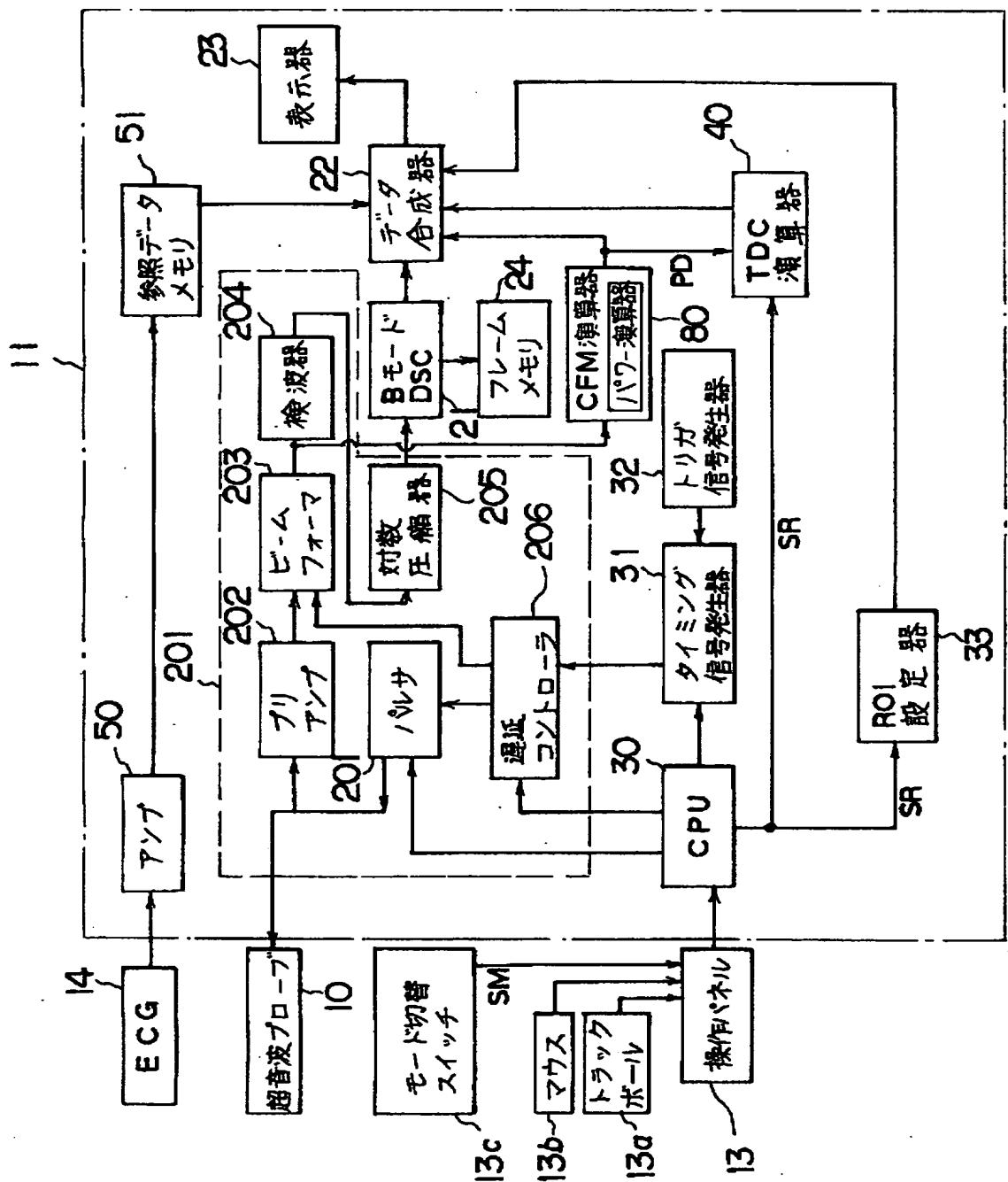
【図4】



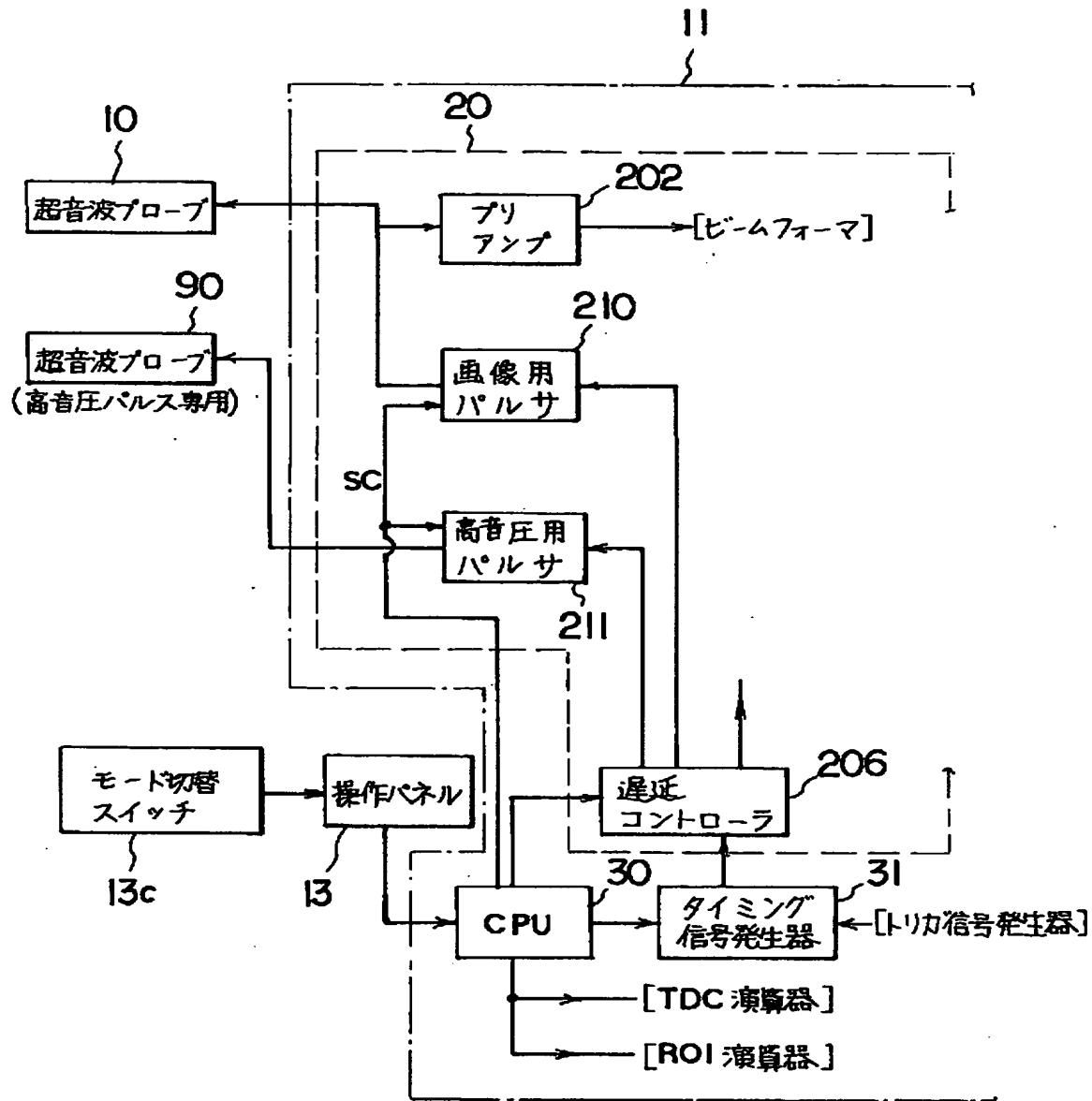
【図5】



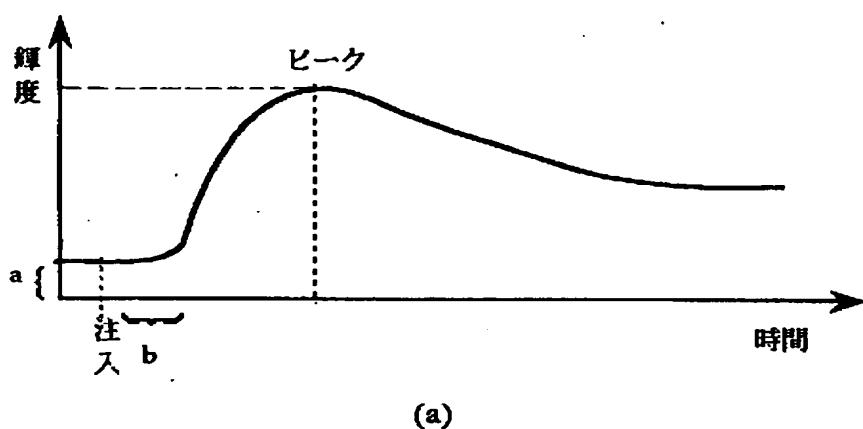
【図6】



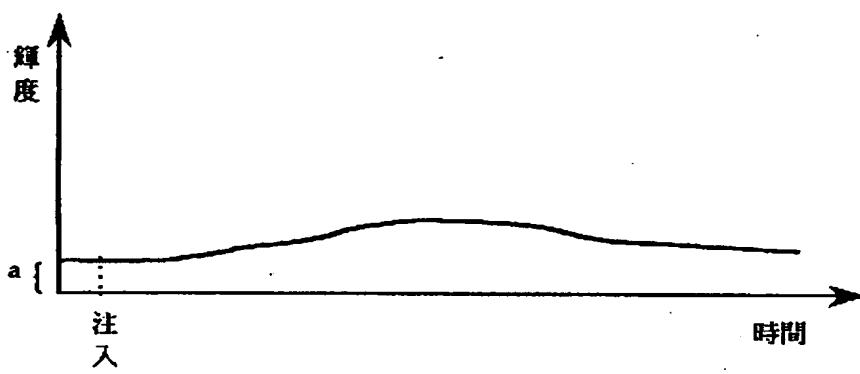
【図7】



【図8】



(a)



(b)

a: 造影剤注入前の輝度
b: 静脈注入から心筋へ到着するまでの遅延時間

【書類名】 要約書

【要約】

【目的】 静脈からの造影剤注入によるコントラスト像を診る場合において、輝度バラツキが少なく精度の高いTDCデータを短時間で、かつ侵襲性悪化を回避した状態で得ることができ、異常部位を容易に同定可能とする。

【構成】 超音波信号を送信するとともに超音波エコー信号を受信するプローブ10と、診断部位の画像を得るために超音波信号の送信条件を設定した第1の送信モードおよび診断部位の少なくとも超音波信号の走査位置に在る気泡を超音波エネルギーで崩壊させる超音波信号の送信条件を設定した第2の送信モードの内の何れかのモードでプローブ10を駆動する手段20と、第1の送信モードおよび第2の送信モードの間で送信モードを切り換えるモード切換手段13c, 13, 30と、第1の送信モードに切り換えているときにプローブ10から得られる超音波エコー信号を処理する手段21～23, 40と、を備えた。

【選択図】 図1

【書類名】 職権訂正データ
【訂正書類】 特許願

<認定情報・付加情報>

【特許出願人】

【識別番号】 000003078
【住所又は居所】 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
【氏名又は名称】 株式会社東芝
【代理人】 申請人
【識別番号】 100078765
【住所又は居所】 東京都港区西新橋3丁目4番1号 MYビル6階
【氏名又は名称】 波多野特許事務所内
波多野 久
【選任した代理人】
【識別番号】 100078802
【住所又は居所】 東京都港区西新橋3丁目4番1号 MYビル6階
【氏名又は名称】 波多野特許事務所内
関口 俊三

出願人履歴情報

識別番号 [000003078]

1. 変更年月日 1990年 8月22日

[変更理由] 新規登録

住 所 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
氏 名 株式会社東芝